

## OPTICAL MEASURING INSTRUMENT

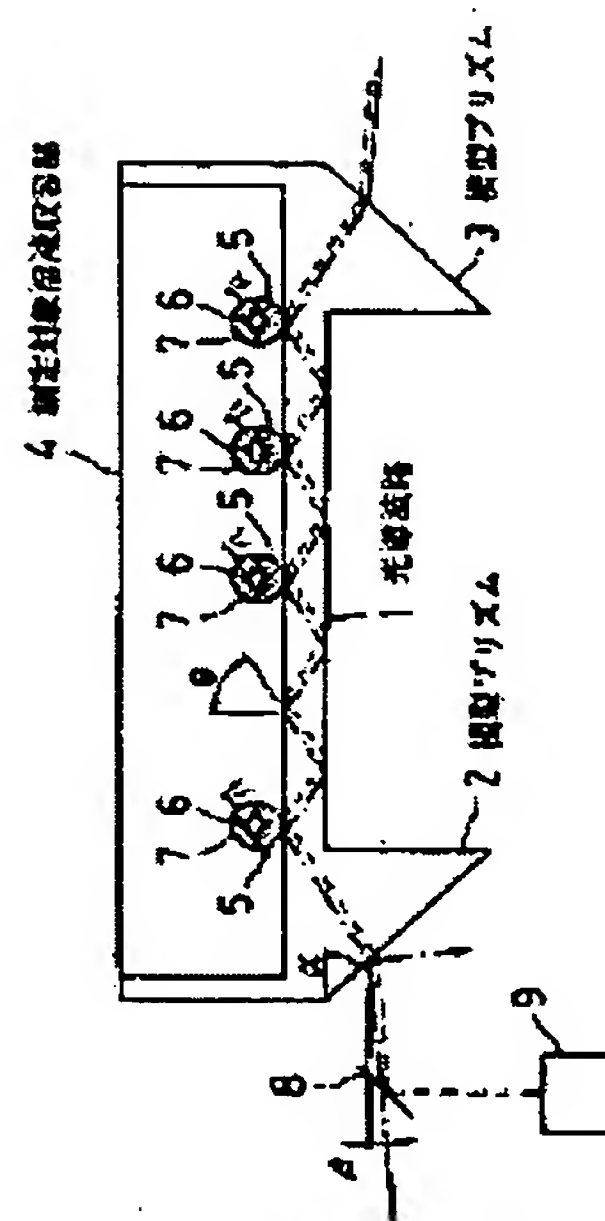
**Patent number:** JP63273042  
**Publication date:** 1988-11-10  
**Inventor:** SHIGEMORI KAZUHISA  
**Applicant:** DAIKIN IND LTD  
**Classification:**  
- international: G01N21/77; G01N21/77; (IPC1-7): G01N21/27  
- european: G01N21/77B  
**Application number:** JP19870107788 19870430  
**Priority number(s):** JP19870107788 19870430

Report a data error here

## Abstract of JP63273042

**PURPOSE:** To enable an incident angle with respect to a light wave guide path to be controlled with a high accuracy by providing a light incident surface wherein a light incident portion with respect to the light wave guide path is inclined relative to a wave guide path axis by a prescribed angle and making light incident upon the incident surface at a prescribed incident angle.

**CONSTITUTION:** The light incident surface of a wedge type prism 2 and the light emitting surface of a wedge type prism 3 are inclined by prescribed angles with respect to surfaces orthogonally intersecting with a light wave guide path 1. When incident light transmitted through a zoom splitter 8 is led to the incident surface of the prism 2, the light is incident upon a wave guide path 1 at a propagating angle  $\theta$  determined on the basis of the ratio of refractive indexes and transmitted while repeating a total reflection. As a result, an evanescent wave is irradiated on a fluorescent material attached to antibodies 7 to emit fluorescence. Part of the fluorescence is led into the wave guide path 1 and transmitted therethrough while repeating the total reflection. Since the fluorescence transmitted in a direction toward the prism 2 is emitted in a direction reverse to that of incident light by being refracted at an incident surface, the fluorescence can be led to a multiplier phototube 9 and an electric signal corresponding to the quantity of the antibodies 7 is obtained whereby the presence or absence, and the degree of immunity and the like can be detected.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

BEST AVAILABLE COPY

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

## ⑫ 公開特許公報(A)

昭63-273042

⑬ Int. Cl.<sup>4</sup>  
G 01 N 21/27識別記号 庁内整理番号  
C-7458-2G

⑭ 公開 昭和63年(1988)11月10日

審査請求 未請求 発明の数 1 (全9頁)

⑮ 発明の名称 光学的測定装置

⑯ 特 願 昭62-107788

⑰ 出 願 昭62(1987)4月30日

⑱ 発 明 者 重 森 和 久 滋賀県草津市岡本町字大谷1000番地の2 ダイキン工業株式会社滋賀製作所内

⑲ 出 願 人 ダイキン工業株式会社 大阪府大阪市北区中崎西2丁目4番12号 梅田センタービル

⑳ 代 理 人 弁理士 津川 友士

## 明 細 書

## 1. 発明の名称

## 光 学 的 測 定 装 置

## 2. 特許請求の範囲

1. 光導波路の内部に導入した光を全反射させながら進行させる場合において生ずるエバネッセント波により、光導波路と外部媒質との界面近傍に存在する物質の光学特性の測定を行なうようにした光学特性測定装置において、光導波路に対する光入射部が周面に対して所定角度傾斜した光入射面を有しており、さらに、光入射面に対して所定の入射角度で光を入射させる光源を有していることを特徴とする光学的測定装置。
2. 光導波路と光入射部とが一体成形されている上記特許請求の範囲第1項記載の光学的測定装置。
3. 光導波路と光入射部とが別体に成形されているとともに、両者が一体的に接合

されている上記特許請求の範囲第1項記載の光学的測定装置。

4. 光導波路の側面に測定対象物質収容部が設けられている上記特許請求の範囲第1項から第3項の何れかに記載の光学的測定装置。
5. 測定対象物質収容部が光導波路と一体成形されている上記特許請求の範囲第4項記載の光学的測定装置。
6. 光入射面に対する光の入射角度がブリュースター角である上記特許請求の範囲第1項記載の光学的測定装置。
7. 光導波路と外部媒質との界面近傍に存在する物質の光学的特性による影響を受けた光が、光導波路とほぼ直角な方向に信号光として出射される上記特許請求の範囲第1項記載の光学的測定装置。
8. 光導波路と外部媒質との界面近傍に存在する物質の光学的特性による影響を受けた光が、光入射側と反対の側において

信号光として出射される上記特許請求の範囲第1項記載の光学的測定装置。

9. 光導波路と外部媒質との界面近傍に存在する物質の光学的特性による影響を受けた光が、光入射側において信号光として出射される上記特許請求の範囲第1項記載の光学的測定装置。

### 3. 発明の詳細な説明

#### <産業上の利用分野>

この発明は光学的測定装置に関し、さらに詳細に言えば、光導波路を用いて光を全反射させながら導く場合におけるエバネッセント波に基づいて、光導波路外方の界面近傍に存在する物質の光学的特性の測定を行なう装置に関する。

#### <従来の技術>

従来から物質の光学的特性を測定する方法として吸光度測定法、分光測光法等があるが、最近では、光導波路におけるエバネッセント波を利用して光導波路外方の界面近傍に存在する物質の光学的特性を測定する方法が提供されている。

とにより、エバネッセント波が所定値以上の電界強度を有する範囲を、上記界面の近傍の限定された領域のみに設定することが可能になる。

そして、このような特質に着目して、免疫分析、酵素分析への応用 (Sutherland R.M. et.al.

"Immunoassay at a Quartz-Liquid Interface : Theory, Instrumentation and Preliminary Application to the Fluorescent Immunoassay of Human Immunoglobulin G"

Journal of Immunological Methods, 74(1984)

p.253 ~ 265、および

Walter F. Love "FIBER OPTIC EVANESCENT SENSOR FOR FLUOROIMMUNOASSAY"

4th International Conf. on Optical Fiber Sensors, Tokyo, Japan (1988)参照)、DNAプローブへの応用等が検討されている。

さらに詳細に説明すると、エバネッセント波を用いた測定の対象になる光学特性としては、①光散乱、②光吸収、或はその波長依存性(着色を含む)、③蛍光反応、④屈折率変化が挙げられる。

上記エバネッセント波を利用した測定法について詳細に説明すると、光導波路中において光が全反射しながら伝播する場合においては、光が屈折率が低い内側媒質(以下、コアと略称する)に完全に閉じこめられた状態で伝播すると一般的に考えられている。しかし、上記光は完全にコアに閉じこめられているのではなく、一部の光は屈折率が高い外側媒質(以下、クラッドと略称する)にしみ出た状態になる。

このようにクラッドにしみ出た光がエバネッセント波であり、スラブ型光導波路の場合には、次式で示される電界強度Eを有することになる。

$$E = E_0 e^{-z/dp},$$

$$dp = (\lambda / 2\pi n_1) \{ \sin^2 \theta - (n_2/n_1) \}^{-1/2}$$

(但し、E<sub>0</sub>は光導波路界面における電界強度、λは入射光波長、n<sub>1</sub>はコアの屈折率、n<sub>2</sub>はクラッドの屈折率、θは光の伝播角)

即ち、エバネッセント波は、コア、クラッドの界面から離れるにしたがって指数関数的に急激に減衰するのであり、上記dpの値を適宜設定するこ

また、信号光の取出し方向の面に着目すれば、⑤入射光出射端から取出すもの、⑥入射光入射端から取出すもの、⑦光導波路側面から取出すものの3種類に大別される。

そして、上記⑤の場合に適用可能な光学特性の測定としては、光散乱、光吸収、蛍光(蛍光物質による入射光吸収)、屈折率変化による全反射の乱れの何れかに起因する入射光の減衰を信号として用いる測定、および導波蛍光を信号として用いる測定(但し、この場合には、入射光と蛍光とが重畳されるのであるから實際上困難を伴うことになる)が可能である。

上記⑥の場合に適用可能な光学特性の測定としては、導波散乱光、或は、導波蛍光を信号として用いる測定が可能である。

上記⑦の場合に適用可能な光学特性の測定としては、散乱光、散乱蛍光、屈折率変化による全反射の乱れの何れかを信号として用いる測定が可能である。

そして、エバネッセント波を利用した測定用の

具体的な装置として、第6図に示す構成のものが提案されている（スイス国特許出願明細書第2799/85-2号参照）。

さらに詳細に説明すると、扁平な光導波路(11)の上面に測定対象物質収容ケーシング(12)を一体的に設けているとともに、光導波路(11)の両端部下面に楔型プリズム(13)(14)を一体的に設けている。そして、一方の楔型プリズム(13)の、光導波路(11)と直角な端面から光を入射させ、楔型プリズム(13)のテーパ面において入射光を反射させることにより、光導波路(11)に対して臨界角よりも大きい角度で入射させ、全反射させながら伝播させることができる。そして、この場合において、エバネッセント波が界面近傍の物質に影響を及ぼすのであるから、この影響を受けた光、例えば蛍光、または吸収、減衰を受けた入射光等が再び光導波路(11)に導入され、全反射しながら伝播し、最終的に楔型プリズム(13)(14)の光導波路(11)と直角な端面から出射し、または散乱光、蛍光等が散乱放射される。

この点について詳細に説明すると、楔型プリズム(13)に対する光の入射角度が変化した場合には、屈折率の比に基いて定まる変化率で楔型プリズム(13)のテーパ面に対する入射角度が変化する。そして、テーパ面に対する入射角度が変化すれば、反射角度も同一角度だけ変化することになる。即ち、光導波路(11)に対する入射角度（以下、伝播角と称する） $\theta$ は、

$$\theta = \pi/2 + \gamma - 2\alpha - \sin^{-1}(\sin(\gamma - \beta)/n)$$

（但し、 $n$ は光導波路(11)、および楔型プリズム(13)の屈折率）

となる。そして、 $\beta$ 、 $\gamma$ が十分に小さい場合には、 $\theta \approx \pi/2 - 2\alpha + \beta/n + (n-1)\gamma/n$ となる。

したがって、 $\alpha$ 、 $\beta$ 、 $\gamma$ による伝播角 $\theta$ の変化率 $\partial\theta/\partial\alpha$ 、 $\partial\theta/\partial\beta$ 、 $\partial\theta/\partial\gamma$ は、

$$\partial\theta/\partial\alpha = -2、$$

$$\partial\theta/\partial\beta \approx -1/n、$$

$$\partial\theta/\partial\gamma \approx (n-1)/n$$

となる。これらの変化率から明らかなように、光

したがって、この出射光を受光素子により受光させ、受光素子から出力される電気信号に必要な処理を施すことにより、界面近傍に存在する物質の特性を光学的に測定することができる。

また、上記の構成においては、入射光軸を光導波路(11)と平行にした状態で光導波路に対する入射角度を臨界角よりも大きくすることができ、光軸調整を容易化することができるという利点を有することになる。

<発明が解決しようとする問題点>

上記の構成の光学的測定装置においては、光導波路(11)に対する入射角度を正確に設定するために、楔型プリズム(13)のテーパ面と光導波路との角度（第6図中 $\alpha$ 参照）と、光の入射面の光導波路(11)に対する角度（第6図中 $\gamma$ 参照）と、光の入射角度（第6図中 $\beta$ 参照）とを正確に設定しなければならないのであるから、これらが僅かに変化しただけで、導波光伝播角が大幅に変化することになり、したがって、照射領域の厚み $dp$ の設定が非常に困難になってしまうという問題がある。

導波路(11)の界面に対する照射領域の厚みを決定する伝播角 $\theta$ に対する楔型プリズム(13)の加工精度、即ち、角度 $\alpha$ 、 $\gamma$ の精度による影響は、 $2 + (n-1)/n$ 倍になってしまい、照射領域の厚みを正確に設定するための加工精度を著しく高めなければならないことになる。

以上要約すれば、楔型プリズム(13)のテーパ面の角度が変化すれば、変化角度の2倍の光導波路に対する入射角度の変化が生じるので、楔型プリズム(13)の精度を著しく向上させることが必要になり、楔型プリズム(13)の製造が困難になってしまうという問題がある。このような問題は、信号光を取出す方向に基く区分（上記⑤⑥⑦）に拘わらず発生することになる。

また、楔型プリズム(13)に対する入射光を光導波路と平行に設定した場合には、入射端面における反射光量を少なくすることができるという利点を有しているのであるが、入射光軸と反射光軸とが一致するのであるから、測定方法によっては（上記⑥の方法）、反射光が大きなノイズとして



作用し、測定精度を著しく低下させてしまうことになるという問題がある。

この点について詳細に説明すると、上記⑥の方法のように、後方散乱光を用いる方法を採用した場合、或は、螢光物質とリンクさせて螢光の後方導波を用いる方法を採用した場合には、界面近傍に存在する物質の影響を受けた信号光が入射光軸とほぼ一致する状態で楔型プリズム(13)から出射されるのであるから、ビームスプリッタ、ダイクロイックミラー等を使用して入射光と信号光とを分離することになる。このような方法の適用としては、例えば、螢光物質と固定化抗体との組合せによる螢光免疫分析法が挙げられ、光導波路表面の不完全さ(例えば、疵、気泡、粒子の付着等)に起因して入射光が散乱された場合における散乱入射光の影響を完全に排除することができること、およびエバネッセント波の影響を受けた螢光のみが導波され、いわゆる濃縮された螢光になって高輝度となるため、検出感度を高めることができるという利点を達成することができる。

高めることができず、測定精度の低下を余り抑制することができないのである。

#### < 発明の目的 >

この発明は上記の問題点に鑑みてなされたものであり、光導波路に対する入射角度を高い精度で制御することができるとともに、入射光軸を光導波路と平行にすることができる光学的測定装置を提供することを目的としている。

#### < 問題点を解決するための手段 >

上記の目的を達成するための、この発明の光学的測定装置は、光導波路に対する光入射部が導波路軸に対して所定角度傾斜した光入射面を有しており、さらに、光入射面に対して所定の入射角度で光を入射させる光源を有しているものである。

但し、上記光導波路と光入射部とが一体成形されていてもよく、或は、別体に成形されており、かつ、両者が一体的に接合されていてもよい。

これらの場合において、光導波路の側面に測定対象物質収容部が設けられていてもよく、この測定対象物質収容部が光導波路と一体成形されてい

そして、上記の構成を採用すれば、入射光と信号光とを完全に分離し、信号光のみを受光素子(通常、信号光強度が著しく低いので、光電子増倍管が使用される)に導くことにより、信号光に対応する電気信号を取出すことができる。

しかし、入射面における光の反射を全く零にすることは殆ど不可能であり(例えば、空気中から屈折率が1.5のガラスに対して垂直に光を入射させる場合における反射率が約4~6%)、入射光のうち、ある程度の量の光は入射面で反射され、上記信号光とほぼ同一の経路を通して受光素子に導かれることになる。しかも、信号光強度と比較して反射光強度の方が高いのであるから、測定精度が著しく低下してしまうことになるのである。

この問題点については、レーザ光のような単色性が高い入射光を使用した場合には、高い波長選択性を有するフィルタを使用すること等により反射光と信号光とを分離することができるのであるが、余り単色性が高くない入射光を使用した場合には、フィルタ等を介在させても余り分離効率を

てもよい。

また、上記光入射面に対する光の入射角度がブリュースター角に設定されていてもよい。

さらに、上記光導波路と外部媒質との界面近傍に存在する物質の特性による影響を受けた光が、光導波路に垂直な方向に信号光として出射されるものであってもよく、また、光入射側と反対の側において信号光として出射されるものであってもよく、逆に、光入射側において信号光として出射されるものであってもよい。

#### < 作用 >

以上の構成の光学的測定装置であれば、光導波路の内部に導入した光を全反射させながら進行させる場合において、光導波路の界面近傍において生ずるエバネッセント波が、光導波路と外部媒質との界面近傍に存在する物質に影響を及ぼし、影響を受けることにより変化され、或は新たに生成された光を光導波路を通して導き、外部に出射させて受光素子により受光させることにより、上記物質の特性に対応する電気信号を生成することが

できる。

そして、導波光伝播角  $\theta$  については、光入射面の角度、および入射光の角度のみにより定まるのであるから、光導波路に対する光入射面の角度、および入射角度を制御するだけで、光導波路に対する入射角度を高精度で設定することができ、光導波路に対する入射角度に大きく影響を及ぼすテーパー面を不要にすることができる。

したがって、入射光軸と導波光軸とのなす角度を  $\beta$ 、導波光軸と入射面とのなす角度を  $\alpha$  とすれば、伝播角  $\theta$  は

$$\theta = \sin^{-1}(\cos(\alpha + \beta) / n) + \alpha$$

となるので、 $\alpha$ 、 $\beta$  による伝播角  $\theta$  の変化率

$\partial \theta / \partial \alpha$ 、 $\partial \theta / \partial \beta$  は、

$$\partial \theta / \partial \alpha = 1 - \sin(\alpha + \beta) / n / [1 - (\cos(\alpha + \beta) / n)^2]^{1/2}、$$

$$\partial \theta / \partial \beta = - \sin(\alpha + \beta) / n / [1 - (\cos(\alpha + \beta) / n)^2]^{1/2}$$

となる。

ここで、 $0 < \alpha + \beta < \pi$  であるから、

ができる。

さらに、上記光導波路と外部媒質との界面近傍に存在する物質の特性による影響を受けた光が、光入射側と反対の側において信号光として出射されるものである場合には、光入射側と反対側に受光素子を配置することにより、物質の特性に対応する電気信号を得ることができる。

逆に、上記光導波路と外部媒質との界面近傍に存在する物質の特性による影響を受けた光が、光入射側において信号光として出射されるものである場合には、入射面における反射光の方向と信号光の出射方向とが大幅に異なる方向になるのであるから、信号光のみを受光素子に導き、ノイズ成分が非常に少ない電気信号を得ることができる。

< 実施例 >

以下、実施例を示す添付図面によって詳細に説明する。

第 1 図はこの発明の光学的測定装置の一実施例を示す概略図であり、所定厚みの平板部を光導波路(1)としているとともに、光導波路(1)の両端部下

$$0 < \partial \theta / \partial \alpha \leq 1、$$

$$-1 < \partial \theta / \partial \beta \leq 0$$

となり、従来例の場合と比較して加工精度の影響が著しく軽減されることになる。

そして、上記光導波路と光入射部とが一体成形されている場合であっても、或は、別体に成形されており、かつ、両者が一体的に接合されている場合であっても、上記と同様の作用を達成することができる。

これらの場合において、光導波路の側面に測定対象物質収容部が設けられている場合には、測定対象物質収容部に測定対象物質を収容するだけで確実な保持を達成することができる。そして、この測定対象物質収容部が光導波路と一体成形されている場合であっても、上記と同様の作用を達成することができる。

また、上記光入射面に対する光の入射角度がブリュースター角に設定されている場合には、入射光を所定の偏波成分のみを有する光とすることにより、入射面における反射成分を皆無とすること

面に楔型プリズム部(2)(3)を一体形成している。そして、楔型プリズム(2)の光入射面、および楔型プリズム(3)の光出射面を光導波路(1)と直交する面に対して所定角度だけ傾斜させられている。また、上記光導波路(1)の上面に測定対象物質収容部(4)を一体形成しているとともに、免疫検査を行なうための抗体(5)が固定されている。さらに、上記楔型プリズム(2)の光入射面に対する入射光軸上にビームスプリッタ(8)を設けているとともに、ビームスプリッタ(8)に基いて定まる受光位置に光電子増倍管(9)を設けている。尚、上記光入射面に導かれる光としては、レーザー光が最も好ましいが、発光ダイオード等からの出力光をレンズにより集束させたものを使用してもよい。

上記の構成の光学的測定装置により免疫検査を行なう場合の動作は次のとおりである。

先ず、測定対象物質収容部(4)に検体を含む溶液を注入することにより、固定された抗体(5)に対して抗原抗体反応を行なわせ、免疫の程度に対応する量の抗原(6)を抗体(5)に結合させる。次いで、上

記検体を含む溶液を排出し、識別物質としての蛍光物質を付着させた抗体(7)を含む溶液を注入する。

その後、ビームスプリッタ(8)をそのまま透過した入射光を楔型プリズム(2)の入射面に導けば、光導波路(1)に対する入射光の角度 $\beta$ 、光導波路(1)に対する入射面の角度 $\alpha$ 、および屈折率の比に基づいて定まる伝播角 $\theta$ で光導波路(1)に入射し、全反射を繰返しながらか光導波路(1)を伝播していく。

この場合において、光導波路(1)の界面には、伝播角 $\theta$ に基づいて定まる所定距離(通常、波長より短い距離)の範囲内に対してエバネッセント波による影響が生じることになる。したがって、抗原(6)に結合した抗体(7)に付着させられている蛍光物質にエバネッセント波が照射され、蛍光物質が蛍光を発することになる。

この蛍光は、上記所定距離の範囲内において生ずるものであるから、一部が光導波路(1)の内部に導かれた後、全反射を繰返しながらか伝播する。但し、伝播方向は一方のみに限定される訳ではなく、楔型プリズム(2)に向かう方向、および楔型プリズ

ム(3)に向かう方向の何れにも同程度の伝播が行なわれる。

そして、楔型プリズム(2)に向かう方向に伝播した蛍光は、入射面において屈折されることにより、入射光と逆の方向に出射されるのであるから、ビームスプリッタ(8)により光電子増倍管(9)に導くことができ、蛍光物質を付着させた抗体(7)の量に対応する電気信号を得ることができる。尚、入射光が入射面に導かれることに起因する反射光は、入射光の方向とは大幅にずれた方向に導かれるのであるから、上記蛍光の出射方向とは大幅にずれた方向になり、物理的に簡単に分離することができる。

したがって、この電気信号により免疫の有無、免疫の程度等を検出することができる。

さらに詳細に説明すれば、測定対象溶液収容部(4)には、多量の抗体(7)が収容されており、しかも全ての抗体(7)に蛍光物質が付着させられているのであるが、抗原抗体反応を行なった抗体(7)にのみエバネッセント波の影響が及ぼされ、他の抗体(7)

にはエバネッセント波の影響が全く及ぼされないものであるから、信号光としては、抗原抗体反応を行なった抗体(7)の量に対応する蛍光のみになる。

勿論、エバネッセント波の影響が全く及ぼされない抗体(7)から、他の要因に起因する蛍光の発生があっても、このような蛍光は、光導波路(1)に導入された場合に、必ず臨界角よりも小さい角度で壁面に導かれることになるのであるから、光導波路(1)を伝播することは全くなく、測定精度を低下させるおそれは全くないことになる。

第2図は屈折率 $n$ が1.5の材質で光導波路(1)、および楔型プリズム(2)(3)を形成した場合において、角度 $\alpha$ を $15^\circ$ 、 $30^\circ$ 、 $45^\circ$ 、 $60^\circ$ 、 $75^\circ$ にそれぞれ設定した場合における伝播角 $\theta$ の入射角 $\beta$ に対する依存性を示す図であり、入射角 $\beta$ の変化に対する伝播角 $\theta$ の変化率をほぼ一定に保持することができる領域がかなり広く存在することが分り、これ以外の領域においても伝播角 $\theta$ の変化率の変動が非常に少ないことが分る。

また、全体として伝播角 $\theta$ の変化率が0.7よ

りも小さい値になっている。

さらに、上記実施例において、入射光の波長を $633\text{nm}$ とし、光導波路(1)、楔型プリズム(2)の材質を、波長 $633\text{nm}$ に対する屈折率が1.58のポリスチレンとし、伝播角 $\theta$ を $65^\circ$ とし、入射角 $\beta$ を $0^\circ$ とする場合においては、楔型プリズム(2)の頂角 $\alpha$ を $32.9^\circ$ とすればよい。

第3図は他の実施例を示す要部概略図であり、上記実施例と異なる点は、測定対象溶液収容部(4)の側壁を、楔型プリズム(2)の入射面の投影形状と等しく設定した点、および図示しない楔型プリズム(3)の出射面の投影形状と等しく設定した点のみであり、他の部分の構成は同一である。

したがって、この実施例の場合には、楔型プリズム(2)の入射面から信号光が出射する場合における反射光が測定対象溶液収容部(4)の内部に導かれることを確実に防止することができるとともに、上記入射面から導入された伝播光が楔型プリズム(3)の出射面から出射する場合における反射光が測定対象溶液収容部(4)の内部に導かれ、不要な蛍光



を発生させることをも確実に防止することができる。尚、上記入射面における信号光の反射は非常に少なく、無視できる程度であるから、楔型プリズム(3)に対応する部分のみを厚肉にすれば十分である。

第4図はさらに他の実施例を示す要部概略図であり、楔型プリズム(2)に代えて二等辺三角形形状のプリズムを採用した点が異なるのみであり、他の部分の構成は同一である。

そして、この実施例の場合にも、プリズムのうち実際に光の伝播に関与するのは入射面のみであるから、上記第1図に示す実施例と同様に高精度での免疫検査を行なうことができる。

第5図はさらに他の実施例を示す要部概略図であり、光導波路(1)と楔型プリズム(2)(3)とを別体で形成しておき、それぞれ一体的にした点が異なるのみであり、他の部分の構成は第1図の実施例と同一である。

したがって、この実施例の場合には、楔型プリズム(2)と光導波路(1)との間の屈折を考慮しなければ

ばならないのであるが、プリズム(2)の頂角 $\alpha$ 、および入射角 $\beta$ を設定するのみでよいから、伝播角 $\theta$ の制御を容易に行なうことができる。

具体的には、光導波路(1)を屈折率が1.479のコーニング#7740ガラスで形成するとともに、楔型プリズム(2)を屈折率が1.463のプリズムQuartzで形成し、入射角 $\beta$ を $0^\circ$ 、伝播角 $\theta$ を $67.5^\circ$ に設定する場合には、楔型プリズム(2)と光導波路(1)との界面における屈折を考慮すれば、プリズム頂角 $\alpha$ を $35.0^\circ$ に設定すればよい。

尚、この発明は上記の実施例に限定されるものではなく、例えば測定対象溶液収容部(4)に酵素を固定しておいて、酵素反応により着色物質を生成する測定対象物質の量を入射光量に対する減衰量に基づいて検出することが可能である他、この発明の要旨を変更しない範囲内において種々の設計変更を施すことが可能である。

< 発明の効果 >

以上のようにこの発明は、測定対象物質の特性

をエバネッセント波により光学的に測定するための光導波路に対して、入射面における屈折を1回行なわせるだけで所定の伝播角を得ることができるようにしているのであるから、入射面の角度を設定するための精度を余り高めることなく、高精度でエバネッセント波の作用領域深さを正確に設定することができるという特有の効果を奏する。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1図はこの発明の光学的測定装置の一実施例を示す概略図、

第2図は伝播角の変化割合を示す図、

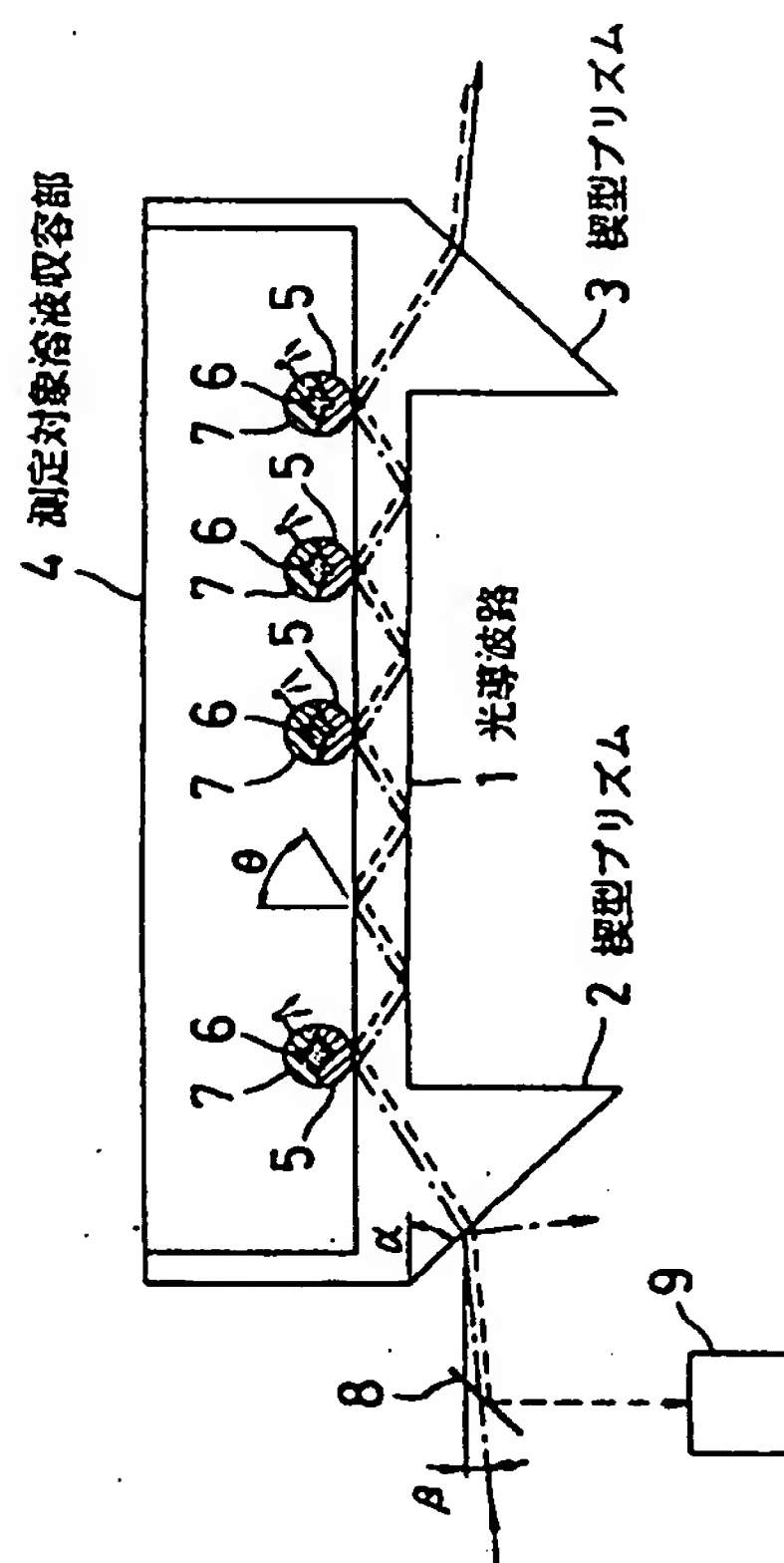
第3図から第5図はそれぞれ他の実施例を示す要部概略図、

第6図は従来例を示す概略斜視図。

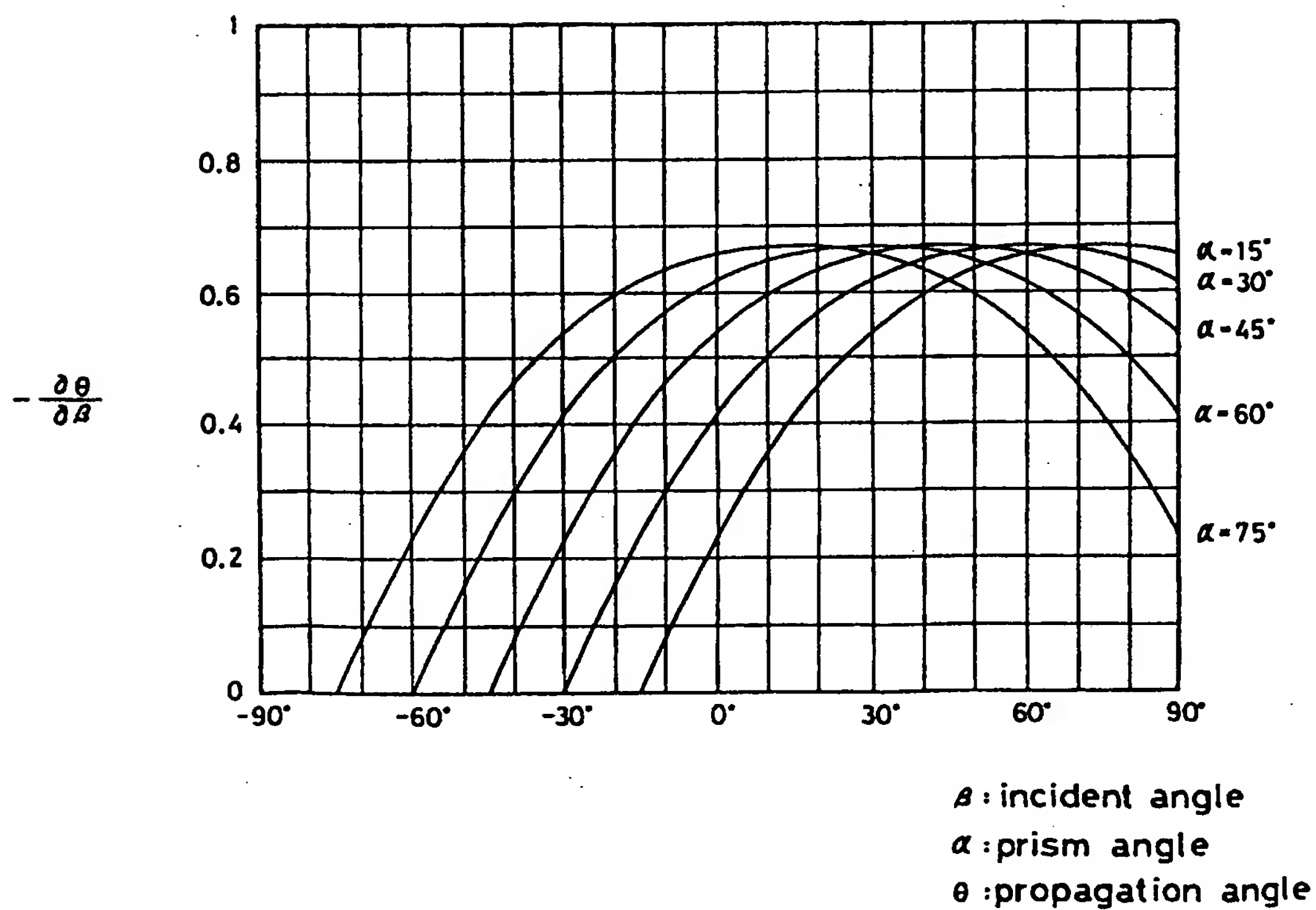
(1) … 光導波路、(2)(3) … 楔型プリズム、

(4) … 測定対象溶液収容部

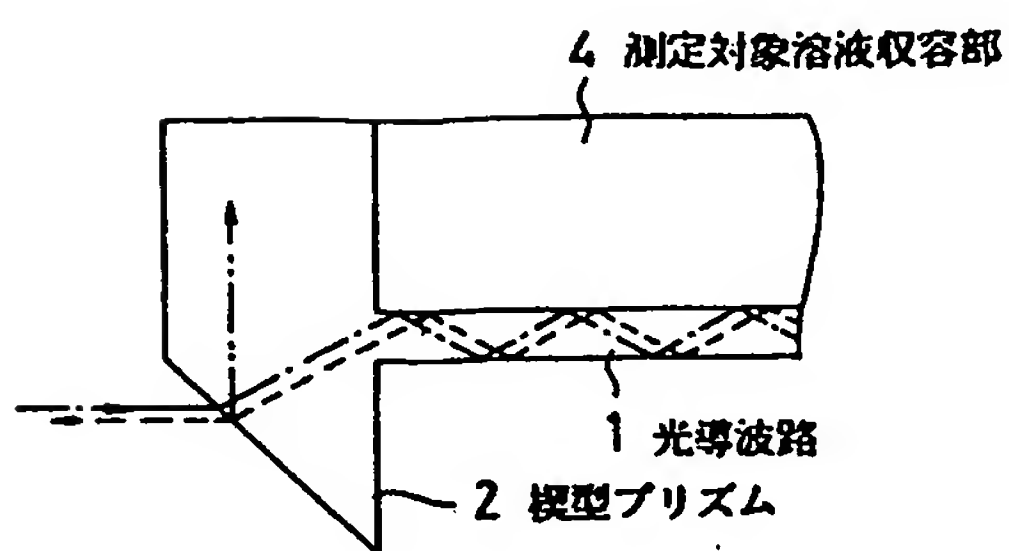
第1図



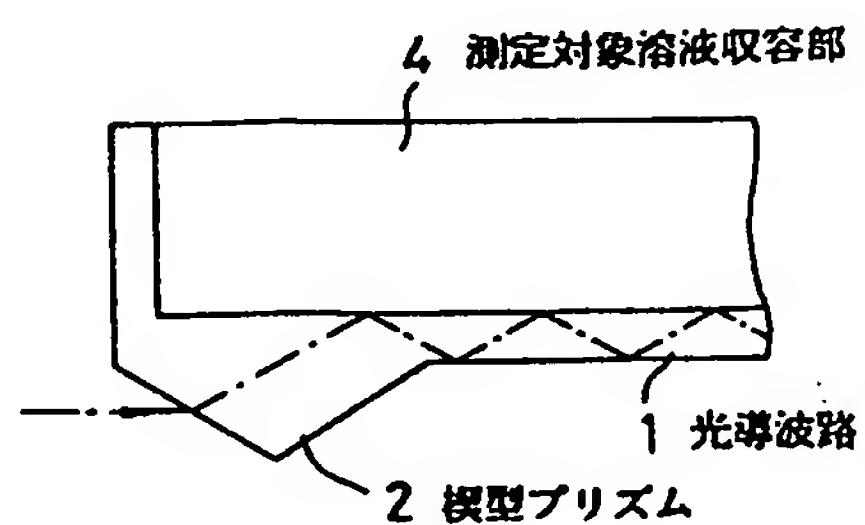
第 2 図



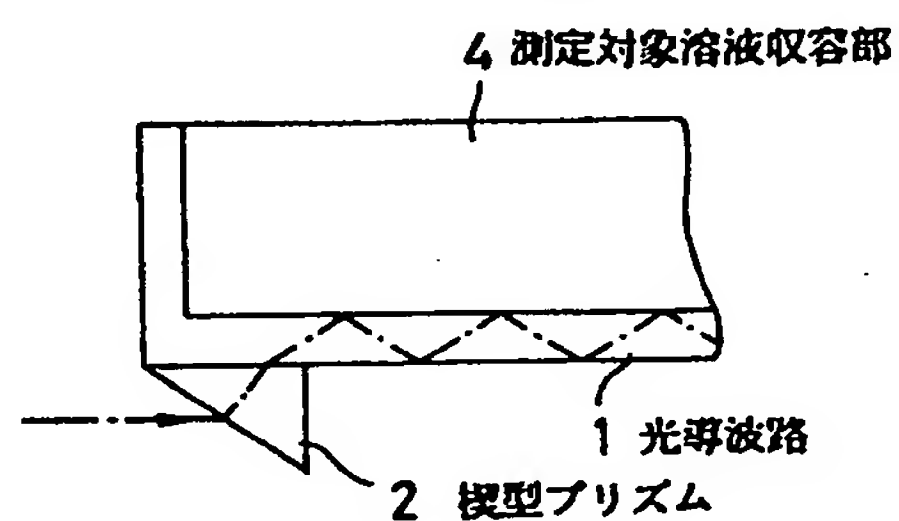
第 3 図



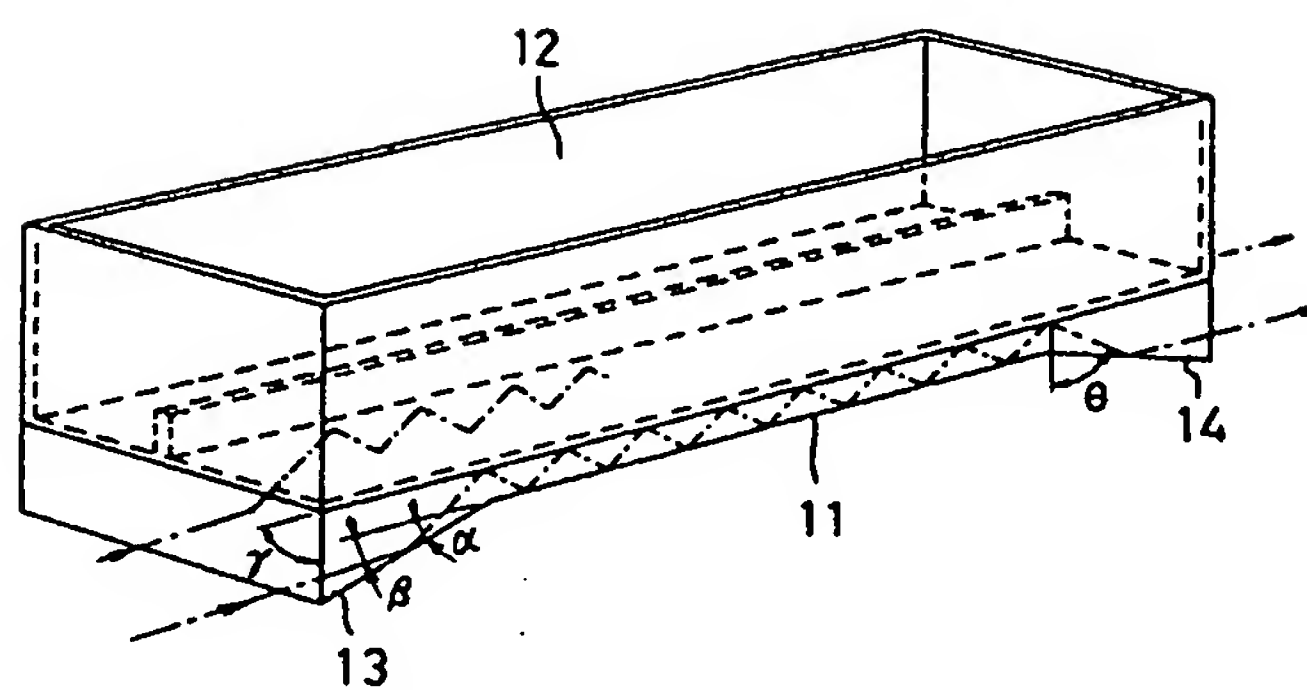
第 4 図



第 5 図



第 6 図



**THIS PAGE BLANK (USPTO)**